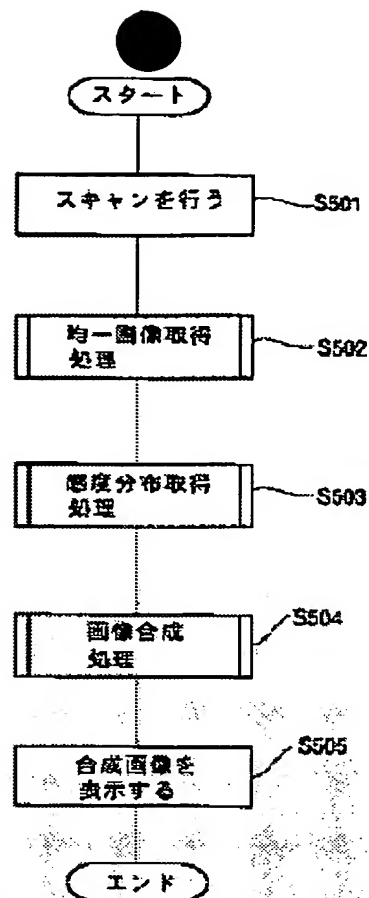


Abstract of JP2003265432

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a magnetic resonance imaging method and apparatus, capable of obtaining a sensitivity distribution of a plurality of RF coils and tomographic image by a plurality of RF coils having high S/N ratio by one time imaging.

**SOLUTION:** Raw data of the RF coils is added after the phase correction corresponding to the RF coil positions to re-configure an image, thereby obtaining uniform image information having uniform sensitivity, and the sensitivity distribution of image data in performing image synthesis processing is corrected using the uniform image information, whereby synthetic image information with high S/N ratio and good uniformity of sensitivity can be obtained by one time imaging.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2003-265432  
(P2003-265432A)

(43)公開日 平成15年9月24日(2003.9.24)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 5/055

識別記号

F I

A 6 1 B 5/05

テーマコード(参考)

3 7 4 4 C 0 9 6  
3 5 5

審査請求 未請求 請求項の数8 O L (全 11 頁)

(21)出願番号 特願2002-61264(P2002-61264)

(22)出願日 平成14年3月7日(2002.3.7)

(71)出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グロ  
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル  
エルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・  
53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
ュー・ブールバード・ダブリュー・710・  
3000

(74)代理人 100085187

弁理士 井島 藤治 (外1名)

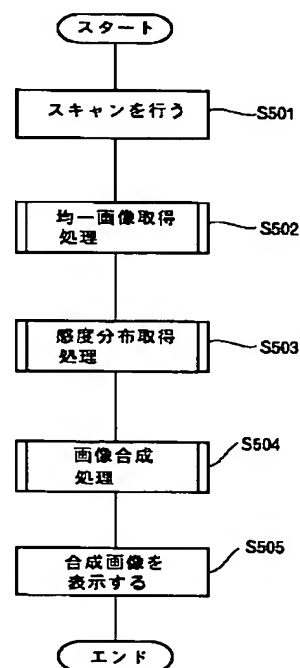
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴撮像方法および装置

(57)【要約】

【課題】 一回の撮像で、複数のRFコイルの感度分布と、S/N比の高い複数の前記RFコイルによる断層画像と、を取得することができる磁気共鳴撮像方法および装置を実現する。

【解決手段】 RFコイルの生データを、RFコイル位置に応じた位相補正の後で加算し、画像再構成を行うことにより、感度が均一な均一画像情報を取得し、この均一画像情報を用いて、画像合成処理を行う際のイメージデータの感度分布を補正することとしているので、一回の撮像で取得される生データのみを用いて、S/N比が高く、しかも感度均一度の良い合成画像情報を取得することを実現させる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の磁気結合しない関係にあるRFコイルにより磁気共鳴信号を受信し、

前記磁気共鳴信号を前記RFコイルからデータ収集し、前記データ収集された前記磁気共鳴信号情報を用いてフーリエ変換し、さらに前記フーリエ変換により生成される画像情報をデータ処理により画像合成する磁気共鳴撮像方法であって、

前記データ処理は、複数の前記磁気共鳴信号情報を、位相補正の後に加算し、前記加算された前記磁気共鳴信号情報に基づいて、前記RFコイルの感度分布情報を取得し、さらに前記感度分布情報を用いて前記画像情報の感度分布を補正することを特徴とする磁気共鳴撮像方法。

【請求項2】 複数の磁気結合しない関係にあるRFコイルからなるRFコイル部と、

前記RFコイル部が受信する磁気共鳴信号を収集するデータ収集部と、

前記データ収集部の前記磁気共鳴信号情報を用いたフーリエ変換手段および前記フーリエ変換手段により生成される画像情報を合成する画像合成手段を有するデータ処理部と、を備える磁気共鳴撮像装置であって、

前記データ処理部は、複数の前記磁気共鳴信号情報を位相補正する位相補正手段と、

前記位相補正された前記磁気共鳴信号情報を加算する加算手段と、

前記加算された前記磁気共鳴信号情報に基づいて、前記RFコイルの感度分布情報を求める感度分布取得手段と、

前記感度分布情報を用いて前記画像情報の感度分布を補正する感度補正手段と、を備えることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項3】 前記位相補正手段は、複数の前記RFコイルの受信位置に応じた前記磁気共鳴信号情報の位相量を補正することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項4】 前記感度分布取得手段は、前記加算手段により得られた磁気共鳴信号情報から前記フーリエ変換により生成される均一画像情報を、前記画像情報から除算する感度分布演算手段を備えることを特徴とする請求項2ないし3のいずれか一つに記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項5】 前記感度分布取得手段は、前記加算手段により得られた磁気共鳴信号情報にフィルタ処理を施すフィルタ処理手段を備えることを特徴とする請求項4に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項6】 前記感度補正手段は、前記感度分布値を、前記感度分布値のピクセル位置と同一のピクセル位置を有する前記画像情報値により除算する補正演算手段を備えることを特徴とする請求項2ないし5のいずれか

一つに記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項7】 前記画像合成手段は、前記感度補正手段により補正された画像情報を合成することを特徴とする請求項2ないし6のいずれか一つに記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項8】 前記画像合成手段は、前記画像情報を加算により合成することを特徴とする請求項7に記載の磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、複数のRFコイル(c o i l)で複数の磁気共鳴信号を受信して、これら複数の受信信号から断層画像を画像合成する磁気共鳴撮像方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、受信RFコイルを複数配設し、これら複数の受信RFコイルからの磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる複数の断層画像から、新たな断層画像を画像合成することが行われる。これによれば、複数の受信RFコイルから、S/N(s i g n a l t o n o i s e)比の高い断層画像情報を取得し、このS/N比の高い断層画像情報を用いてS/N比の高い合成画像情報を取得することができる。

【0003】その反面、複数の断層画像情報を合成して一枚の合成画像とするので、感度均一度の悪い断層画像情報を合成すると、合成画像情報の感度均一度も劣化する。このため、画像合成を行う際には、均一度の良い受信RFコイル、例えば磁気共鳴撮像装置本体に内蔵されるボディ(b o d y)コイルで、均一度補正のための断層画像情報の取得が行われ、その後、この断層画像情報を基準にして、前記複数の受信RFコイルの感度分布を求め、補正することが行われる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来技術によれば、断層画像の取得を2度行う必要があった。すなわち、ボディコイルによる撮像と、複数の受信RFコイルによる撮像と、を行う必要があった。

【0005】特に、断層画像の取得を2度行うことは、撮像時間が長くなることを意味し、患者にとって大きな負担となるばかりか、患者が撮像中に動く要因となる。また、患者が撮像中に動くことにより、患者の撮像位置が変化し、受信RFコイルの感度分布の補正が誤差を生む要因ともなっていた。

【0006】これらのことから、一回の撮像で、複数のRFコイルの感度分布と、S/N比の高い複数の前記RFコイルによる断層画像と、を取得することができる磁気共鳴撮像方法および装置をいかに実現するかが極めて重要となる。

【0007】この発明は、上述した従来技術による課題を解決するためになされたものであり、一回の撮像で、

複数のRFコイルの感度分布と、S/N比の高い複数の前記受信RFコイルによる断層画像と、を取得することができる、磁気共鳴撮像方法および装置を提供することを目的とする。

#### 【0008】

【課題を解決するための手段】 上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像方法は、複数の磁気結合しない関係にあるRFコイルにより磁気共鳴信号を受信し、前記磁気共鳴信号を前記RFコイルからデータ収集し、前記データ収集された前記磁気共鳴信号情報を用いてフーリエ変換し、さらに前記フーリエ変換により生成される画像情報をデータ処理により画像合成する磁気共鳴撮像方法であって、前記データ処理は、複数の前記磁気共鳴信号情報を、位相補正の後に加算し、前記加算された前記磁気共鳴信号情報に基づいて、前記RFコイルの感度分布情報を取得し、さらに前記感度分布情報を用いて前記画像情報の感度分布を補正することを特徴とする。

【0009】 この第1の観点による発明によれば、データ処理により、複数の磁気共鳴信号情報を、位相補正の後に加算し、この加算された磁気共鳴信号情報に基づいて、RFコイルの感度分布情報を取得し、さらにこの感度分布情報を用いて画像情報の感度分布を補正することとしているので、一回の撮像で取得される、複数のRFコイルの磁気共鳴信号情報から、各RFコイルの感度分布とS/N比の高い断層画像情報の両方を取得することができ、この断層画像情報を感度分布により補正を行うことで、S/N比が高く、感度均一度も良い断層画像情報を得ることができ、ひいてはS/N比が高く、感度均一度も良い合成画像情報を得ることができる。

【0010】 また、第2の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、複数の磁気結合しない関係にあるRFコイルからなるRFコイル部と、前記RFコイル部が受信する磁気共鳴信号を収集するデータ収集部と、前記データ収集部の前記磁気共鳴信号情報を用いたフーリエ変換手段および前記フーリエ変換手段により生成される画像情報を合成する画像合成手段を有するデータ処理部と、を備える磁気共鳴撮像装置であって、前記データ処理部は、複数の前記磁気共鳴信号情報を位相補正する位相補正手段と、前記位相補正された前記磁気共鳴信号情報を加算する加算手段と、前記加算された前記磁気共鳴信号情報に基づいて、前記RFコイルの感度分布情報を求める感度分布取得手段と、前記感度分布情報を用いて前記画像情報の感度分布を補正する感度補正手段と、を備えることを特徴とする。

【0011】 この第2の観点の発明によれば、データ処理部は、位相補正手段により、複数の磁気共鳴信号情報を位相補正し、加算手段により、位相補正された磁気共鳴信号情報を加算し、加算された磁気共鳴信号情報に基づいて、感度分布取得手段を用いRFコイルの感度分布

情報を求め、感度補正手段により、感度分布情報を用いて画像情報の感度分布を補正することとしているので、一回の撮像で取得される、複数のRFコイルの磁気共鳴信号情報から、各RFコイルの感度分布とS/N比の高い断層画像情報の両方を取得することができ、この断層画像情報を感度分布により補正を行うことで、S/N比が高く、感度均一度も良い断層画像情報を得ることができ、ひいてはS/N比が高く、感度均一度も良い合成画像情報を得ることができる。

10 【0012】 また、第3の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、前記位相補正手段は、複数の前記RFコイルの受信位置に応じた前記磁気共鳴信号情報の位相量を補正することを特徴とする。

【0013】 この第3の観点の発明によれば、位相補正手段は、複数のRFコイルの受信位置に応じた磁気共鳴信号情報の位相量を補正することとしているので、位置の異なるRFコイルからの磁気共鳴信号情報に位相補正を行い、すべて同一位相の磁気共鳴信号情報とすることができる。

20 【0014】 また、第4の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、前記感度分布取得手段は、前記加算手段により得られた磁気共鳴信号情報から前記フーリエ変換により生成される均一画像情報を、前記画像情報から除算する感度分布演算手段を備えることを特徴とする。

30 【0015】 この第4の観点の発明によれば、感度分布取得手段は、感度分布演算手段により、加算手段から得られた磁気共鳴信号情報のフーリエ変換により生成される均一画像情報を、画像情報から除算することとしているので、RFコイルの感度分布のみを抽出して取得することができる。

【0016】 また、第5の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、前記感度分布取得手段は、前記加算手段により得られた磁気共鳴信号情報に低域通過型フィルタ処理を施すフィルタ処理手段を備えることを特徴とする。

40 【0017】 この第5の観点の発明によれば、感度分布取得手段は、フィルタ処理手段により、加算手段から得られた磁気共鳴信号情報に低域通過型フィルタ処理を施すこととしているので、高周波成分に含まれるノイズ成分の除去、あるいは感度分布と被検体情報の分離、を行うことができる。

【0018】 また、第6の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、前記感度補正手段は、前記感度分布値を、前記感度分布値のピクセル位置と同一のピクセル位置を有する前記画像情報値により除算する補正演算手段を備えることを特徴とする。

50 【0019】 この第6の観点の発明によれば、感度補正手段は、感度分布値を、補正演算手段により、感度分布値のピクセル位置と同一のピクセル位置を有する画像情

5

報値により除算することとしているので、各RFコイルの画像情報を均一な感度分布を持ったものとすることができる。

【0020】また、第7の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、前記画像合成手段は、前記感度補正手段により補正された画像情報を合成することを特徴とする。

【0021】この第7の観点の発明によれば、画像合成手段は、感度補正手段により補正された画像情報を合成することとしているので、均一な感度分布を有する合成画像を取得することができる。

【0022】また、第8の観点の発明にかかる磁気共鳴撮像装置によれば、前記画像合成手段は、前記画像情報を加算により合成することとしているので、フェイズドアレイ法に見られるように、S/N比の高い断層画像部分を貼り合わせて一枚の合成画像とすることができる。

【0023】

【発明の実施の形態】以下に添付図面を参照して、この発明にかかる磁気共鳴撮像方法および装置の好適な実施の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

（実施の形態1）まず、本発明の実施の形態1にかかる磁気共鳴撮像装置の全体構成について説明する。図1は、この発明の実施の形態1である磁気共鳴撮像装置の全体構成を示すブロック図である。図1において、この磁気共鳴撮像装置は、マグネットシステム(magnet system)100を有する。マグネットシステム100は主磁場コイル(coil)部102、勾配コイル106、RFコイルである送信コイル108および受信コイル部110を有する。これら各コイル部は概ね円筒状の形状を有し、互いに同軸的に配置されている。マグネットシステム100の概ね円柱状の内部空間(ボア:bore)に、撮影の被検体1がクレードル(cradle)120に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【0024】主磁場コイル102はマグネットシステム100の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね被検体1の体軸の方向に平行である。すなわちいわゆる水平磁場を形成する。主磁場コイル102は例えば超伝導コイルを用いて構成される。なお、超伝導コイルに限らず常伝導コイル等を用いて構成してもよいのはもちろんである。

【0025】勾配コイル106は、互いに垂直な3軸すなわちスライス(slice)軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を発生させる。

【0026】送信コイル108は、静磁場空間にある被検体1の体内に磁気共鳴を励起するための高周波磁場を

6

形成する。また、受信コイル部110は、クレードル120上に置かれ、被検体1と共にマグネットシステム100の中心部に配置される。この受信コイル部110は、送信コイル108により被検体1の体内に励起された磁気共鳴信号を受信する。

【0027】勾配コイル106には勾配駆動部130が接続されている。勾配駆動部130は勾配コイル106に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部130は、勾配コイル106における3系統の勾配コイルに対応して、図示しない3系統の駆動回路を有する。

【0028】送信コイル108には送信駆動部140が接続されている。送信駆動部140から送信コイル108に駆動信号を与えてRFパルスを送信し、送信コイル108は、送信されたRFパルスからRF磁場をマグネットシステム100の中心部に形成し、被検体1を磁気共鳴の励起状態にする。

【0029】受信コイル部110には、データ収集部150が接続されている。データ収集部150は、受信コイル部110が受信した受信信号をサンプリング(sampling)によって取り込み、それをデジタルデータ(digital data)として収集する。また、複数の受信コイルからの信号を選択し、加算する機能も有する。

【0030】勾配駆動部130、送信駆動部140およびデータ収集部150にはスキャンコントローラ(scan controller)部160が接続されている。受信制御部であるスキャンコントローラ部160は、勾配駆動部130ないしデータ収集部150をそれぞれ制御して撮影を遂行する。

【0031】データ収集部150の出力側はデータ処理部170に接続されており、データ収集部150が収集したデータは、データ処理部170に入力される。データ処理部170は、例えば計算機等を用いて構成される。データ処理部170は図示しないメモリを有し、このメモリはデータ処理部170用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。

【0032】データ処理部170はスキャンコントローラ部160に接続されている。データ処理部170はスキャンコントローラ部160の上位にあつてそれを統括する。本装置の機能は、データ処理部170がメモリに記憶されたプログラムを実行することによりを実現される。

【0033】データ処理部170は、データ収集部150が収集したデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成され、このデータ空間は2次元フーリエ(Fourier)空間を構成する。データ処理部170は、該2次元フーリエ空間のデータを2次元フーリエ変換することにより被検体1の画像を再構成する。

【0034】データ処理部170には表示部180および操作部190が接続されている。表示部180は、グ

ラフィックディスプレイ (graphic display) 等で構成される。操作部190はポインティングデバイス (pointing device) を備えたキーボード (keyboard) 等で構成される。

【0035】表示部180は、データ処理部170から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部190は、使用者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部170に入力する。使用者は表示部180および操作部190を通じてインタラクティブ (interactive) に本装置を操作する。

【0036】次に、図1に示した受信コイル部110の具体的な構成を図2を用いて説明する。図2は、四つの矩形のコイル210~240を、コイル210と230のコイル面、およびコイル220と240のコイル面が対向する形で円筒面上に配設したものである。被検体1は、コイル210~240で構成されるリング状の断面内に裁置される。ここで、矩形のコイル210~240の各々は、隣接するコイルとコイル面が概ね10%重なり合っている。これにより、隣接するコイル間に発生する磁気結合を無くしている。

【0037】また、コイル210~240で受信される磁気共鳴信号は、低入力インピーダンスを有するプリアンプ212~242で受信され、ケーブルを介してデータ収集部150へ送られる。コイル210~240とプリアンプ212~242の間には、図示されていない並列共振回路が接続されており、かつ該並列共振回路の共振周波数は対向するコイルと磁気結合した場合の共振周波数に設定されている。従って、該並列共振回路は、前記共振周波数において高インピーダンス状態になり、対向するコイルととの間の磁気結合を無くすることができる。

【0038】つづいて、図3を用いてデータ収集部150の具体的な構成を説明する。データ収集部150は、受信コイル部110のコイル210~240で受信した磁気共鳴信号をプリアンプ212~242を介して受信する。プリアンプ212~242から入力した磁気共鳴信号は、受信部320~326で受信、増幅され、検波部330に送られる。検波部330では、検波が行われ、磁気共鳴信号の共鳴周波数成分が低周波数側へ移行される。その後、A/D変換部340において、アナログ信号からデジタル信号に変換され、そして、データ処理部170に転送される。

【0039】つづいて、図4を用いてデータ処理部170の具体的な構成を説明する。データ処理部170は、中央演算処理部410、高速演算処理部420、画像メモリ430、データバス460を有する。中央演算処理部410は、データバス460を介してデータ処理部170全体の制御、統括を行っている。画像メモリ430は、情報量が膨大になる画像情報の保存を行い、例えばコイル210~240で受信された画像情報がA/D変換部340でデジタル化されて生データ610として保

存される。高速演算処理部420は、画像メモリ430に蓄積された生データ610からフーリエ変換、その他の演算により均一画像情報620、感度マップ情報630、イメージデータ640、合成画像情報650等を高速演算により生成し、画像メモリ430に保存する。

【0040】また、高速演算処理部420は、画像メモリ430に保存された生データ610に対して、コイル210~240の磁気共鳴信号の受信位置に応じた位相補正を行う。例えば、コイル210~240で受信される磁気共鳴信号は、コイルごとに $\pi/2$ の位相差を有するRF信号である。このため、コイル220~240の生データ610に対し、直交する2成分の位相角度に $\pi/2 \sim 3\pi/2$ の補正を行うことにより、コイル220~240の生データ610をすべてコイル210と同一位相の受信信号とする。

【0041】次に、データ処理部170の動作について、図5のフローチャートおよび図6に示したデータ処理部170の機能ブロック図を用いて説明する。まず、オペレータは、スキャン (scan) を行い (ステップS501)、被検体1のコイル210~240で受信される磁気共鳴信号情報である生データ610を取得する。そして、この取得された生データ610は、画像メモリ430に保存される。

【0042】その後、中央演算処理部410は、均一画像取得処理を行う (ステップS502)。この処理により、図6に示したコイル210~240ごとの4つの生データ610から、被検体1の均一な感度分布を有する均一画像情報620を演算により生成する。

【0043】その後、中央演算処理部410は、感度分布取得処理を行う (ステップS503)。この処理により、図6に示したコイル210~240ごとの4つの生データ610およびステップS502の均一画像取得処理で求めた均一画像情報620から、コイル210~240ごとの感度分布を示す感度マップ情報630を生成する。

【0044】その後、中央演算処理部410は、画像合成処理を行う (ステップS504)。この処理により、図6に示したコイル210~240ごとの4つの生データ610からイメージデータ640を生成し、このイメージデータ640およびステップS503で求めた感度マップ情報630をから、感度均一度の良い合成画像情報650を生成する。

【0045】その後、中央演算処理部410は、ステップS504で生成された合成画像情報650を表示部180に表示して (ステップS505)、この全処理を終了する。

【0046】つづいて、ステップS502の均一画像取得処理について、図7のフローチャートを用いて説明する。まず、画像メモリ430に存在するコイル210~240で受信された四つの生データ610にフィルタ処

理を行う（ステップS701）。このフィルタ処理は、フェルミ（F e r m i）フィルタを用いて行われ、生データ610上の波数空間の中心近傍に存在する低周波成分のみを抽出する働きを有する。

【0047】その後、フィルタ処理された4つの生データ610に、位相補正を行う（ステップS702）。この際、コイル210～240が被検体1を内包する円筒面を囲むように等角度間隔で配設されることから、コイル220～240で受信された三つの生データ610に対して、位相角度 $\pi/2$ 、 $\pi$ 、 $3\pi/2$ の補正を加える。これにより、コイル220～240で受信された三つの生データ610は、コイル210で受信された生データ610と同一位相角度の磁気共鳴信号となる。なお、位相角度は、コイル210に一致させる必要はなく、コイル220～240のいずれに一致させても良い。

【0048】そして、位相補正された4つの生データ610を加算する（ステップS703）。これにより、加算された磁気共鳴信号は、矩形状のコイル210～240の重なり合った部分にエレメントを有するバードケイジ（B i r d C a g e）型コイルと概ね同等の信号となる。従って、この磁気共鳴信号を、フーリエ変換により画像再構成する（ステップS704）ことにより、4エレメントのバードケイジ型コイルと概ね同等の高い感度均一度を有する均一画像情報620を取得する。

【0049】つづいて、ステップS503の感度分布取得処理について、図8のフローチャートを用いて説明する。まず、画像メモリ430に存在するコイル210～240で受信された4つの生データ610にフィルタ処理を行う（ステップS801）。このフィルタ処理は、フェルミフィルタを用いて行われ、生データ610上の波数空間の中心近傍に存在する低周波成分のみを抽出する働きを有する。

【0050】その後、フィルタ処理された4つの生データ610をフーリエ変換により画像再構成を行い（ステ \*

\* ップS802）、イメージデータを生成する。このコイル210～240の感度分布が反映された各イメージデータをステップS502の均一画像取得処理で求めた均一画像情報620で除算する（ステップS803）ことにより、コイル210～240の感度マップ情報630を取得する。

【0051】つづいて、ステップS504の画像合成処理について、図9のフローチャートを用いて説明する。まず、画像メモリ430に存在するコイル210～240で受信された4つの生データ610にフィルタ処理を行う（ステップS901）。このフィルタ処理は、フェルミフィルタを用いて行われ、生データ610上の波数空間の周辺近傍に存在する高周波ノイズを除去する働きを有する。

【0052】その後、フィルタ処理された4つの生データ610をフーリエ変換により画像再構成を行い（ステップS902）、イメージデータ640を生成する。イメージデータ640およびステップS503の感度分布取得処理で求めた感度マップ情報630を用いて画像合成演算を行う（ステップS903）。画像合成演算は、S/N比に優れるが、感度均一度に劣るイメージデータ640を、感度マップ情報630により除算して感度均一度の向上をはかり、さらに感度均一度が向上したコイル210～240ごとのイメージデータ640を加算することにより、広範囲でS/N比に優れ、かつ感度均一度の良い合成画像情報650が生成される。

【0053】この画像合成演算は、コイル210～240を表現するパラメータ（parameter）をi、受信コイルの数をn、各受信コイルから取得されるイメージデータ640あるいは感度マップ情報630上のピクセル位置を表現するパラメータをjとすると次式で現される。

【0054】

【数1】

$$P_i = \sum_{i=1}^n \frac{(S_i^j)^* A_i^j}{\sum_{i=1}^n |S_i^j|^2}$$

ここで、 $A_i^j$ ：受信コイルiのピクセル位置jのイメージデータ値

$S_i^j$ ：受信コイルiのピクセル位置jの感度マップ情報値

$(S_i^j)^*$ ： $S_i^j$ の複素共役

【0055】なお、 $P_j$ は、ピクセル位置jの合成画像値である（Magnetic Resonance I n Medicine 1999；42：952～962，式（2）参照）。また、本実施の形態1の場合には、受信コイルの数 $n=4$ となる。

【0056】上述してきたように、本実施の形態1では、コイル210～240の生データ610を、受信コイル位置に応じた位相補正の後で加算し、画像再構成を行うことにより、感度が均一な均一画像情報620を取得し、この均一画像情報620を用いて、画像合成処理



を行う際のイメージデータ640の感度分布を補正することとしているので、一回の撮像で取得される生データ610のみを用いて、S/N比が高く、しかも感度均一度の良い合成画像情報650を取得することができる。

【0057】また、本実施の形態では、コイル220～240の生データ610に $\pi/2$ 、 $\pi$ 、 $3\pi/2$ の位相補正を行い、加算の後で画像再構成を行うこととしたが、対向するコイル210と230、およびコイル220と240の生データを、 $\pi$ の位相補正の後に加算して、二つの生データを生成する。そして、この二つの生データを画像再構成の後に、生成される二つのイメージデータの二乗和を求めることで感度が均一な均一画像情報620を求めることもできる。

【0058】また、本実施の形態では、水平磁場型の主磁場コイル102を用いた場合を示したが、垂直磁場型の主磁場コイルを用いた場合にも同様に適用できる。垂直磁場型の主磁場コイルを用いた場合には、例えば、複数のソレノイドコイルを用いて受信コイル部を形成できるので、S/N比の良い合成画像を取得することができる。

【0059】また、本実施の形態では、コイル220～240の生データ610に位相補正を行った後に加算することとしたが、RF信号である磁気共鳴信号を、A/D変換する前に、アナログ的に位相シフトを行い加算して、均一画像情報620の基となる生データを求めることもできる。

【0060】また、本実施の形態では、送信コイル108により送信し、受信コイル部110で受信することとしたが、受信コイル部110から送信を行うようにすることもできる。この際には、送信時に、受信コイル部110の位置に応じて、送信RF信号の位相補正を行い、被検体1が均一に励起される様にする。

(実施の形態2)ところで、上記実施の形態1では、四つの矩形形状の受信コイルを円筒の表面に配設した場合を示したが、該受信コイルを平面状に配設して動作させてもよい。次の実施の形態2では、四つの矩形形状の受信コイルを平面状に配設している場合を示す。

【0061】図10は、この実施の形態2にかかる受信コイル部1000の具体的な構成を示す図である。なお、この受信コイル部1000は、図1に示した受信コイル部110に対応するものであり、その他の構成については、図1に示したものと同様のものとなるので、ここではその詳細な説明を省略する。

【0062】図10に示した受信コイル部1000は、四つの矩形形状のコイル1010～1040を、コイル面が同一平面上に並ぶ様に配設したものである。被検体1は、コイル1010～1040で構成される平面上に載置される。ここで、矩形形状のコイル1010～1040の各々は、隣接するコイルとコイル面が概ね10%重なり合っている。これにより、隣接するコイル間に発生す

る磁気結合を無くしている。

【0063】また、四つのコイル1010～1040で受信される磁気共鳴信号は、低入力インピーダンスを有する四つのプリアンプ1012～1042で受信され、ケーブルを介してデータ収集部150へ送られる。コイル1010～1040とプリアンプ1012～1042の間には、図示されていない並列共振回路が接続されており、かつ該並列共振回路の共振周波数は、二番目に近接する重なり合わないコイルと磁気結合した場合の共振周波数に設定されている。従って、該並列共振回路は、共振周波数において高インピーダンス状態になり、二番目に近接したコイルとの間の磁気結合を無くすることができる。

【0064】また、四つのコイル1010～1040は、データ収集部150の受信部320～326に接続されている。コイル1010は受信部320に、コイル1020は受信部322に、コイル1030は受信部324に、コイル1040は受信部326に接続されるようになっている。

【0065】つぎに、受信コイル部1000を用いた場合の動作について説明するが、図5に示したフローチャートと、均一画像取得処理を省いて同一の処理を行うので、ここで詳細な説明は省略し、受信コイル部1000の均一画像取得処理についてのみ述べる。

【0066】図11に受信コイル部1000による均一画像取得処理のフローチャートを示した。まず、画像メモリ430に存在するコイル1010～1040で受信された四つの生データにフィルタ処理を行う(ステップS1101)。このフィルタ処理は、フェルミフィルタを用いて行われ、生データ610上の波数空間の中心近傍に存在する低周波成分のみを抽出する働きを有する。

【0067】その後、フィルタ処理された4つの生データを位相加算する(ステップS1102)。この磁気共鳴信号を、フーリエ変換により画像再構成する(ステップS1103)ことにより、コイル1010～1040の外周をなすループコイルと概ね同等の感度均一度を有する均一画像情報620を取得する。

【0068】上述してきたように、本実施の形態2では、平面状のコイル1010～1040の生データを位相加算し、画像再構成を行うことにより、コイル面から離れた部位まで感度が均一な均一画像情報620を取得し、この均一画像情報620を用いて、画像合成処理を行う際のイメージデータ640の感度分布を補正することとしているので、一回の撮像で取得される生データ610のみを用いて、S/N比が高く、しかも感度均一度がコイル面から離れた部位でも良い合成画像情報650を取得することができる。

【0069】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、データ処理部は、位相補正手段により、複数の磁気共鳴



13

信号情報を位相補正し、加算手段により、位相補正された磁気共鳴信号情報を加算し、加算された磁気共鳴信号情報に基づいて、感度分布取得手段を用いRFコイルの感度分布情報を求め、感度補正手段により、感度分布情報を用いて画像情報の感度分布を補正することとしているので、一回の撮像で取得される、複数のRFコイルの磁気共鳴信号情報から、各RFコイルの感度分布とS/N比の高い断層画像情報の両方を取得することができ、この断層画像情報を感度分布により補正を行うことで、S/N比が高く、感度均一度も良い断層画像情報を得ることができ、ひいてはS/N比が高く、感度均一度も良い合成画像情報を、一回の撮像情報から得ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】磁気共鳴撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1にかかる受信コイル部を示す外観図である。

【図3】実施の形態1にかかるデータ収集部を示すブロック図である。

【図4】実施の形態1にかかるデータ収集部を示すブロック図である。

【図5】実施の形態1のデータ収集部の動作を示すフローチャートである。

【図6】実施の形態1にかかるデータ収集部の機能ブロック図である。

【図7】実施の形態1の均一画像取得処理を示すフローチャートである。

【図8】実施の形態1の感度分布取得処理を示すフローチャートである。

【図9】実施の形態1の画像合成処理を示すフローチャートである。

【図10】実施の形態2にかかる受信コイル部を示す外観図である。

14

\*【図11】実施の形態2の均一画像取得処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

1 被検体

100 マグネットシステム

102 主磁場コイル

106 勾配コイル

108 送信コイル

110 受信コイル部

120 クレードル

130 勾配駆動部

140 送信駆動部

150 データ収集部

160 スキャンコントローラ部

170 データ処理部

180 表示部

190 操作部

210、220、230、240 コイル

212、222、232、242 プリアンプ

20 320、322、324、326 受信部

330 検波部

340 A/D変換部

410 中央演算処理部

420 高速演算処理部

430 画像メモリ

460 データバス

610 生データ

620 均一画像情報

630 感度マップ情報

30 640 イメージデータ

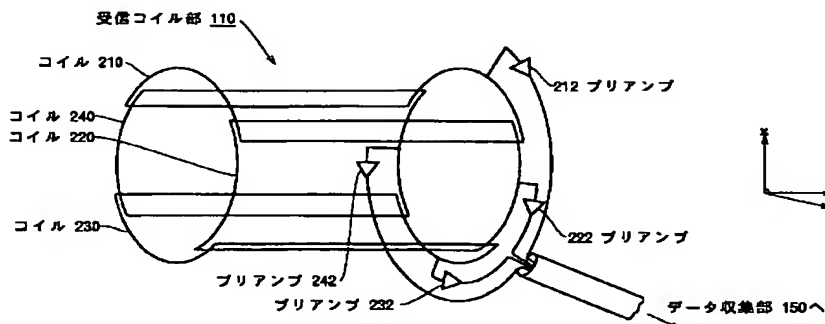
650 合成画像情報

1000 受信コイル部

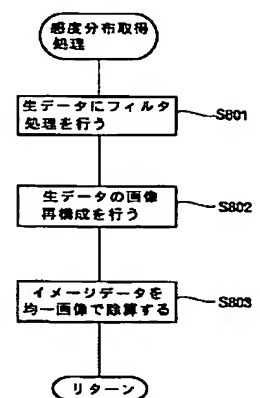
1010、1020、1030、1040 コイル

\* 1012、1022、1032、1042 プリアンプ

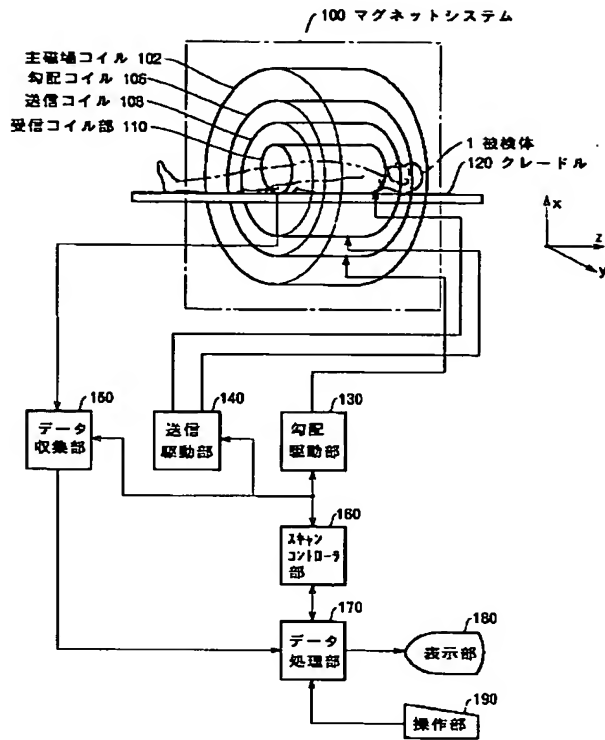
【図2】



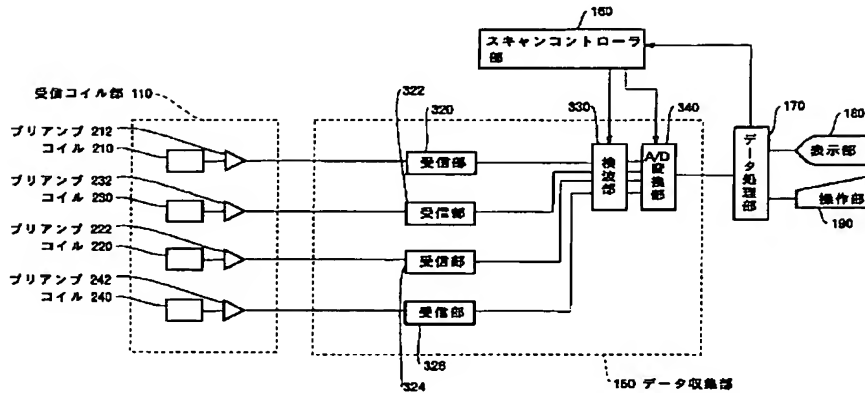
【図8】



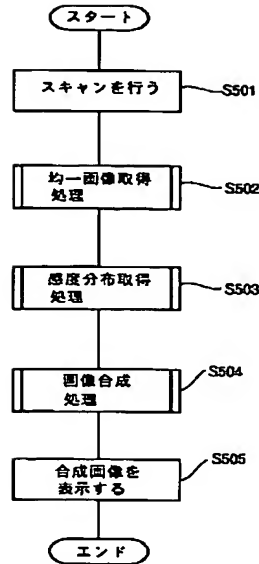
【図1】



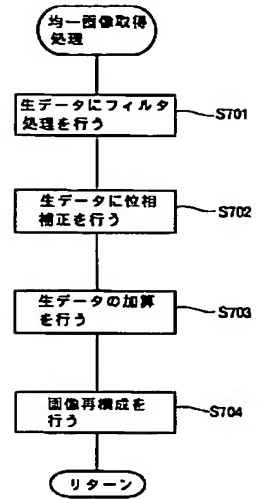
【図3】



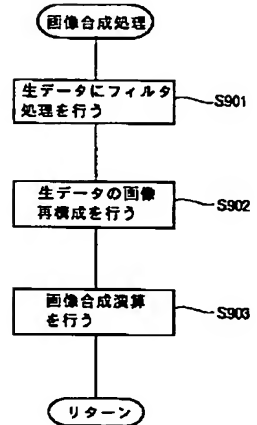
【図5】



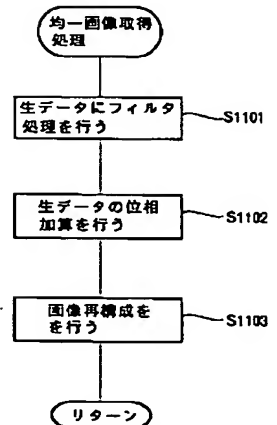
【図7】



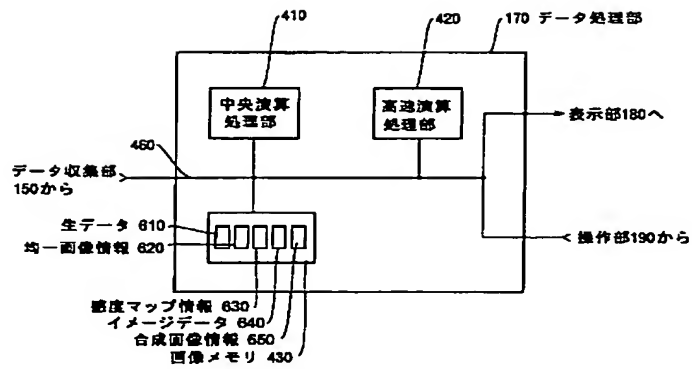
【図9】



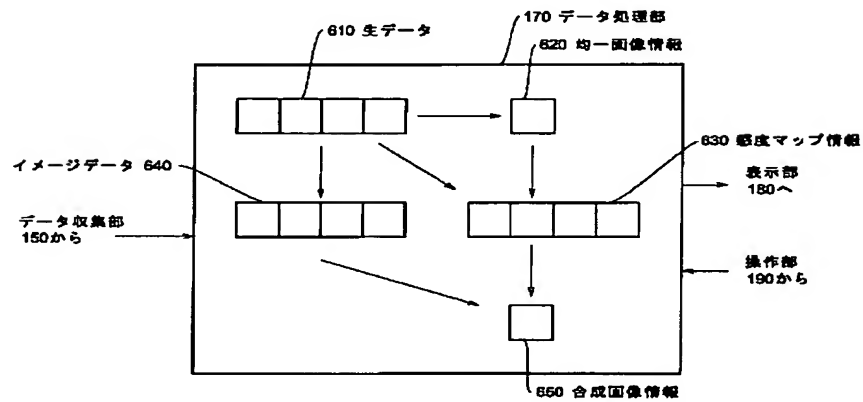
【図11】



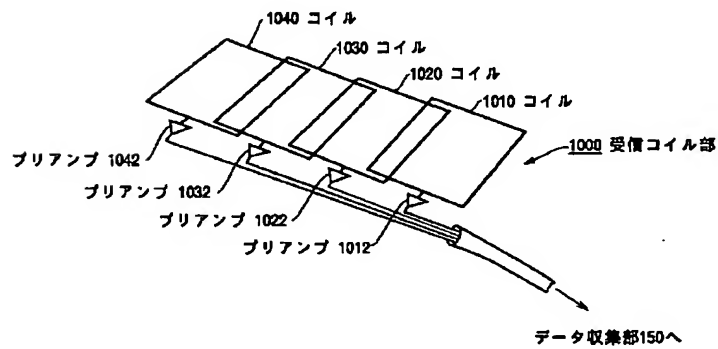
【図4】



【図6】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 奈部谷 章

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
内

Fターム(参考) 4C096 AA20 AB05 AB09 AB20 AB34  
AD02 AD10 AD23 CC06 CC31  
CC38 CC40 DB09

